

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-247907
(P2009-247907A)

(43) 公開日 平成21年10月29日(2009.10.29)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F I
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 25 O L 外国語出願 (全 46 頁)

(21) 出願番号 特願2009-91750 (P2009-91750)
(22) 出願日 平成21年4月6日(2009.4.6)
(31) 優先権主張番号 12/098, 522
(32) 優先日 平成20年4月7日(2008.4.7)
(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 597067574
ミツビシ・エレクトリック・リサーチ・ラ
ボラトリーズ・インコーポレイテッド
アメリカ合衆国、マサチューセッツ州、ケ
ンブリッジ、ブロードウェイ 201
201 BROADWAY, CAMBR
IDGE, MASSACHUSETTS
02139, U. S. A.

(74) 代理人 100110423
弁理士 曾我 道治

(74) 代理人 100084010
弁理士 古川 秀利

(74) 代理人 100094695
弁理士 鈴木 憲七

最終頁に続く

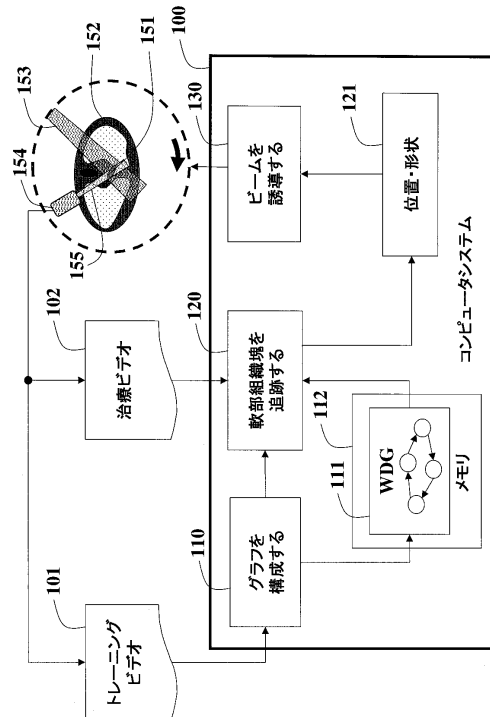
(54) 【発明の名称】 軟部組織塊を追跡するシステム及びコンピュータにより実施されるその方法

(57) 【要約】

【課題】放射線ビームを適当に制御することができるように、腫瘍及び臓器の位置及び形状の変化を測定することが望ましい。

【解決手段】軟部組織塊に対応する対象領域(ROI)は、超音波検査によって捕捉されるトレーニングビデオにおいて追跡される。ROIの位置は、有向グラフを構成するために用いられ、有向グラフにおいて、各ノードは追跡されるROIの位置を表し、エッジはROIの時間的な関係を表す。また、軟部組織塊は、そのグラフを用いて追跡することができる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

軟部組織塊を追跡するためにコンピュータによって実施される方法であって、
超音波検査を用いて、身体内の軟部組織塊の、一連の画像を含むトレーニングビデオを
捕捉するステップと、

前記トレーニングビデオの第 1 のフレームにおいて、前記軟部組織塊の位置に対応する
対象領域 (R O I) をマークするステップと、

前記トレーニングビデオの前記一連の画像の各画像内の前記 R O I を追跡しながら、メ
モリ内に、それぞれが前記追跡される R O I の位置を表すノード、及び前記 R O I の時間
的な関係を表すエッジから成る有向グラフを構成するステップと、

前記超音波検査を用いて、前記軟部組織塊の治療ビデオを捕捉するステップと、

前記有向グラフに従って、前記治療ビデオ内の前記軟部組織塊を追跡するステップと、
を含むことを特徴とする軟部組織塊を追跡するためにコンピュータによって実施される
方法。

【請求項 2】

前記軟部組織塊の位置が追跡されることを特徴とする請求項 1 に記載の軟部組織塊を追
跡するためにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 3】

前記軟部組織塊の形状が追跡されることを特徴とする請求項 1 に記載の軟部組織塊を追
跡するためにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 4】

前記位置は、呼吸の周期的挙動に相関付けられることを特徴とする請求項 2 に記載の軟
部組織塊を追跡するためにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 5】

前記位置は、心臓の脈動に相関付けられることを特徴とする請求項 2 に記載の軟部組織
塊を追跡するためにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 6】

前記軟部組織塊は腫瘍であり、前記追跡するステップは、前記腫瘍に向けられる放射線
ビームを制御するために用いられることを特徴とする請求項 1 に記載の軟部組織塊を追
跡するためにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 7】

前記追跡するステップに従って、前記画像の解像度を高めるステップをさらに含むこと
を特徴とする請求項 1 に記載の軟部組織塊を追跡するためにコンピュータによって実施さ
れる方法。

【請求項 8】

前記追跡するステップに従って、前記画像内の雑音を減らすステップをさらに含むこと
を特徴とする請求項 1 に記載の軟部組織塊を追跡するためにコンピュータによって実施さ
れる方法。

【請求項 9】

前記超音波検査は、ドップラ超音波信号を使用することを特徴とする請求項 1 に記載の
軟部組織塊を追跡するためにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 10】

前記 R O I は、画像全体であることを特徴とする請求項 1 に記載の軟部組織塊を追跡す
るためにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 11】

前記画像は、正規化されることを特徴とする請求項 1 に記載の軟部組織塊を追跡するた
めにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 12】

前記追跡するステップは、正規化相互相関を用いて、各画像を前記グラフ内に表される
前記 R O I と照合し、照合スコアを得ることを特徴とする請求項 1 に記載の軟部組織塊を

10

20

30

40

50

追跡するためにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 13】

前記追跡するステップは、残差二乗和基準を用いて、各画像を前記グラフ内に表される前記ROIと照合することを特徴とする請求項1に記載の軟部組織塊を追跡するためにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 14】

前記エッジは、それぞれ現在のノードから子ノードに行なわれる遷移の正規化された数、及び前記照合スコアに従って重み付けされることを特徴とする請求項12に記載の軟部組織塊を追跡するためにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 15】

前記画像は、メモリ内のバッファに格納されることを特徴とする請求項1に記載の軟部組織塊を追跡するためにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 16】

各前記画像を記述子で表すステップをさらに含むことを特徴とする請求項1に記載の軟部組織塊を追跡するためにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 17】

前記記述子は、ヒストグラム、共分散行列、ガボールフィルタ、ハールウェーブレット、ガウス関数の混合関数、テクストン、エッジレット、または有向勾配のヒストグラムであることを特徴とする請求項16に記載の軟部組織塊を追跡するためにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 18】

前記バッファに格納される画像は、類似性スコアに従って置き換えられることを特徴とする請求項15に記載の軟部組織塊を追跡するためにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 19】

前記画像は、前記バッファ内にクラスタとして格納され、前記クラスタ内の前記画像は、クラスタ距離に従って置き換えられることを特徴とする請求項15に記載の軟部組織塊を追跡するためにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 20】

前記画像は、類似度行列及び固有ベクトル分解を用いて、前記バッファ内にクラスタとして格納されることを特徴とする請求項15に記載の軟部組織塊を追跡するためにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 21】

前記追跡するステップは、前記グラフの横型探索を用いることを特徴とする請求項1に記載の軟部組織塊を追跡するためにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 22】

前記追跡するステップは、正規化相互相関距離、残差二乗和距離、全数探索、回帰追跡、平均シフト追跡、勾配探索または粒子追跡を用いることを特徴とする請求項1に記載の軟部組織塊を追跡するためにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 23】

前記制御は、前記ビームをオン及びオフすることを特徴とする請求項6に記載の軟部組織塊を追跡するためにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 24】

最大照射線量の深さが制御されることを特徴とする請求項6に記載の軟部組織塊を追跡するためにコンピュータによって実施される方法。

【請求項 25】

軟部組織塊を追跡するシステムであって、
超音波検査を用いて、身体内の軟部組織塊の、一連の画像を含むトレーニングビデオを捕捉する手段と、

前記トレーニングビデオの第1のフレームにおいて、前記軟部組織塊の位置に対応する

10

20

30

40

50

対象領域 (R O I) をマークする手段と、

前記トレーニングビデオの前記一連の画像の各画像内の前記 R O I を追跡しながら、メモリ内に、それぞれが前記追跡される R O I の位置を表すノード、及び前記 R O I の時間的な関係を表すエッジから成る有向グラフを構成する手段と、

前記超音波検査を用いて、前記軟部組織塊の治療ビデオを捕捉する手段と、

前記有向グラフに従って、前記治療ビデオ内の前記軟部組織塊を追跡する手段と、

を備えることを特徴とする軟部組織塊を追跡するシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、包括的には軟部組織を追跡することに関し、より詳細には、有向グラフを用いて軟部組織塊を追跡することに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像形成

超音波は、人間の聴覚の上限よりも高い周波数、約 20 k H z の周波数を有する音響信号である。軟部組織に入り込み、反射信号を測定することによって、超音波は、組織の構造を明らかにすることができる。

【0003】

医療用超音波検査は、筋、腱及び多数の他の内臓のような解剖学的構造を視覚化するために用いられる、超音波に基づく診断用医療画像形成技法である。その視覚化によって、その構造の大きさ、形状及び病理状態が明らかにされる。また、超音波は、妊婦管理中に胎児を視覚化するためにも用いられる。

【0004】

医療用超音波検査は、近代医療において最も広く使用される診断手段のうちの 1 つである。その技術は、相対的に安価であり、且つ可搬性がある。現時点で医療環境において適用されるときに、超音波は、わかっている限りでは、患者への危険性はない。超音波検査は、癌及び染色体切断のような危害を加える電離放射線を使用しないので、一般的に安全な試験と評されている。

【0005】

典型的には、超音波信号は、プローブに入れられている圧電変換器によって生成される。超音波スキャナからの強く、短い電気パルスによって、変換器が所望の周波数で振動する。その周波数は、2 ~ 15 M H z のどの周波数に設定することもできる。その音波は、変換器の形状、変換器の前方にあるレンズまたは超音波スキャナからの一連の複雑な制御パルスによって集束される。この集束は、変換器の表面から、弧状の音波を生成する。その波は、体内に進行し、所望の深さにおいて焦点が合う（合焦する）。さらに新しい技術による変換器は、フェーズドアレイ技法を用いて、超音波検査スキャナが方向及び焦点深度を変更することを可能にしている。大部分の圧電変換器は、セラミックから形成される。変換器の表面上にある材料によって、その音波を、体内に効率的に伝搬させることができる。たとえば、典型的には、皮膚とプローブとの間に水性ジェルが塗布される。

【0006】

その音波は、異なる密度を有する組織から部分的に反射される。具体的には、音波は、体内において密度が変化するあらゆる場所から、たとえば、血漿中の血球、臓器内の小構造、及び他の体液で反射される。反射した音波のうちの或る量は、変換器に戻る。反射した音波は変換器を振動させ、変換器はその振動を電気パルスに変換し、その電気パルスは超音波スキャナまで進み、そこで、それらのパルスは処理されて画像に変換される。

【0007】

音波は、通常、特定の搬送波周波数を有する短いパルスであることに留意されたい。動いている物体は、反射時にこの周波数を変化させ、それによって、周波数をシフトするドップラ効果を使用することができる。それゆえ、超音波検査スキャナは、以下のように動

10

20

30

40

50

作する。まず、信号強度、及び信号の送信時と受信時との間の時間長が測定される。これから、フェーズドアレイのための焦点距離が推定され、特定の深さにおける合焦画像を描画することができる。この画像は、カラーにすることもできる。

【0008】

従来の超音波スキャナは、身体の薄く、平坦な断面として画像を表示する。超音波技術の進歩は、3次元(3D)超音波を含み、それによれば、超音波データが3D画像にフォーマットされる。4次元(4D)超音波は、動きを伴う3D超音波である。医療用画像形成では、4つの異なる超音波モードが用いられる。

1. Aモード: Aモードは、最も簡単なタイプの超音波である。単一の変換器が体内を通じて1つの線を走査し、そのエコーが深さの関数として画面上にプロットされる。特定の腫瘍または結石に向けられる治療用超音波もAモードであり、破壊的な音波エネルギーの焦点を正確に合わせることができる。

2. Bモード: Bモード超音波では、複数の変換器からなる線形アレイが、身体を通じて1つの面を同時に走査し、それを画面上で2次元画像として視認することができる。

3. Mモード: Mは動きを表す。Mモードでは、一連の迅速なBモード走査によって、画像が画面上に次々に現れ、反射を引き起こす臓器境界がプローブに対して動くのに応じて、ユーザが動きの範囲を確認し、測定することができる。

4. ドップラモード: このモードは、ドップラ効果を使用する。

【0009】

ドップラ超音波は、たとえば、腹、腕、脚及び首の主な動脈及び静脈内の血流を評価する特殊な超音波技法である。3つのタイプのドップラ超音波がある。

1. カラードップラは、コンピュータを用いて、ドップラ測定値を一連の色に変換し、血管の中を流れる血流の速さ及び方向を視覚化する。

2. パワードップラは、より新しい技術であり、カラードップラよりも感度が良く、特に臓器内に位置する血管内の血流に関するより細かい情報を提供することができる。しかしながら、パワードップラは、状況によっては重要になる血流の方向をユーザが特定するのに役立つ。

3. スペクトルドップラは、ドップラ測定値を視覚的に表示する代わりに、単位時間当たりの移動距離に関して、血流測定値をグラフィック表示する。

【0010】

超音波画像形成には、いくつかの利点がある。それは、筋及び軟部組織の画像を十分に形成し、特に固体及び流体で満たされた空間との間の境界の輪郭を描くのに役に立つ。それは、画像をリアルタイムに描画ことができ、ユーザは、変化を診断し、実証するのに最も有用な断面を動的に選択することができ、それによって多くの場合に迅速に診断することができる。また、それは、臓器の構造も表示する。

【0011】

不都合な点として、超音波検査は、骨にあまり十分に入り込まない。それゆえ、脳の超音波検査は、極めて限られる。さらに、超音波検査は、変換器と対象となる臓器との間に気体が存在するとき、音波インピーダンスに極端な差があることに起因して、性能が大きく劣化する。たとえば、消化管内の過剰な気体は、多くの場合に膵臓の超音波走査を難しくし、また、胸水の境界を定めることを別として、肺の画像を形成することはできない。骨または空気が存在しない場合であっても、超音波が入り込む深さは限られており、体内、特に肥満体の患者の体内深くの構造を画像化するのを難しくしている。

【0012】

有向グラフ

グラフGは、以下の2つの条件を前提としている順序対 $G := (V, E)$ である。

1. Vは、その要素が頂点またはノードと呼ばれる1組の点である。

2. Eは、ノード対を接続する1組のエッジである。

【0013】

1つのエッジに属する頂点は、そのエッジの端部、端点または端頂点と呼ばれる。グラ

10

20

30

40

50

フの次数は $|V|$ 、すなわち頂点の数である。グラフの大きさは $|E|$ 、すなわちエッジの数である。頂点の度数は、複数のエッジによってその頂点に接続される他の頂点の数である。

【0014】

グラフには大きく分けて2つのカテゴリ、有向グラフ(ダイグラフ)及び無向グラフがある。有向グラフまたはグラフ G は、順序対 $G := (V, A)$ である。ただし、 A は頂点の1組の順序対であり、有向エッジと呼ばれる。エッジ (v, w) が存在する場合には、ノード w はノード v に隣接する。各エッジに正の数(重み)が割り当てられる場合には、グラフは重み付けされたグラフである。そのような重みは、たとえば、コスト、長さまたは容量を表すことができる。グラフの重みは、全てのエッジに割り当てられる重みの和である。有向グラフ内の1つのエッジの重みは、多くの場合に、その長さと考えられる。パス $\langle v_0, v_1, \dots, v_n \rangle$ の長さは、全ての構成要素エッジ $\langle v_i, v_{i+1} \rangle$ の長さの和である。

10

【0015】

呼吸サイクル推定

特許文献1は、持続的気道陽圧法(CPAP)治療において呼吸(呼吸作用)を推定する方法を示している。典型的には、CPAP装置は、気体供給管を介して、マスクに空気を供給するための空気流発生器を備える。空気流を変更すると、空気流発生器の速さ及び/または駆動電流が、制御回路によって定義されるように変化する。モータ速度及び電流の測定値から信号を導出することができ、これらの信号は患者の呼吸に合わせて周期的に変化する。呼吸以外の成分を除去するためにフィルタリングすることによって、結果として生成された信号を利用して、患者が息を吸い始める時点及び吐き始める時点を判定することができる。フィルタリングされた信号は、空気流発生器の圧力/流量/速度特性について予め知られている情報を用いて線形化することもでき、それによって、空気流の容積測定値を導出することができる。

20

【0016】

非特許文献1は、インダクタンスプレチスモグラフィ(容積変動測定法: inductance plethysmography)(RIP)によって測定される胸郭呼吸信号と腹式呼吸信号との間の位相関係を自動的に推定する手順を示している。その推定は、線形フィルタ、2値変換器及び排他的論理和ゲートを用いて実行される。そのフィルタは、患者の呼吸のスペクトルに関する事前の情報からオフラインで設計され、計算の複雑性を低減し、オンライン処理能力を与える。シミュレートされた時系列及び初期呼吸データに基づくいくつかの数値結果が与えられており、その方法が、胸部-腹部非同期の評価に一般的に用いられるピアソン相関法よりも偏りが小さいことがわかる。

30

【0017】

非特許文献2は、4DC T画像から呼吸運動を捕捉するモデルに基づく方法の精度を評価するために、時空情報を組み込む判定基準を示している。その評価は、4DC T画像内の目印の特定及び追跡に依拠する。

【0018】

放射線療法

放射線療法は、健康な組織に害を加えないようにしながら、腫瘍に高エネルギー電離放射線を照射することを試みる。放射線治療の1つの形は、粒子線治療であり、その治療では、最大照射線量の深さを制御することができる。

40

【0019】

放射線療法は、癌治療の一部として、電離放射線を使用して、悪性細胞を抑制する。それは、治療的または術後補助的な癌治療のために用いられることがある。その療法は、治癒が不可能であり、局所的な疾患の抑制や症状の軽減を目的とする緩和的な処置として用いられるか、または、その治療が生き延びる上で有利に働き、治癒効果がある治療的な処置として用いられる。放射線療法は、悪性腫瘍の治療のために用いられ、一次療法として用いられることがある。放射線療法と、手術、化学療法、ホルモン療法、またはそれら3

50

つのうちのいくつかの組み合わせとを組み合わせることも一般的である。

【0020】

一般的に、放射線療法は、腫瘍に対して主に適用される。放射線照射野は、臨床的に腫瘍に関連する場合、または無症状性の悪性腫瘍蔓延の危険性があると考えられる場合には、隣接するリンパ節を含むこともある。それは、患者の配置が不確定であること、及び内部で腫瘍が動くことを考慮して、腫瘍の周囲の正常な組織の周縁部を含む必要がある。

【0021】

治療間で患者が回復することができるように、典型的には、放射線療法は、数週間、たとえば3週間または4週間にわたって施されることに留意されたい。したがって、同一の配置を達成するのは難しい。それゆえ、治療装置に対して患者を如何に配置するかを放射線治療技師に指示するために、治療計画中に、通常、患者の皮膚は、消えないインクでマークされる。放射線源と同じ場所に配置される光ビームを用いて、配置中にビームの照準を定めて、コリメータを調整することができる。

10

【0022】

配置が不確定であることは、内部の動き、たとえば呼吸及び嚢充満、並びに腫瘍位置に対して外部の皮膚マークが動くことによって引き起こされることもある。

【0023】

皮膚や臓器のような正常な組織に害を加えず、腫瘍を治療するための放射線がこれらの組織を通り抜けて腫瘍において交差するように、いくつかの照射角から、整形された放射線ビームが向けられ、周囲にある健康な組織内よりも、腫瘍においてはるかに大きく吸収されるようにする。典型的には、放射線源は、患者の周囲を回転するガントリ上に配置される。その目的は、円の中心に腫瘍を配置し、ビームが常に腫瘍を通り抜けるようにし、健康な組織には、はるかに通る頻度を少なくすることである。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0024】

【特許文献1】米国特許第6,237,593号明細書

【非特許文献】

【0025】

【非特許文献1】Motto他著「Automated estimation of the phase between thoracic and abdominal movement signals」, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Volume 52, Issue 4, pp. 614 - 621, April, 2005

30

【非特許文献2】Sarrut他著「A Comparison Framework for Breathing Motion Estimation Methods From 4-D Imaging」, IEEE Transactions on Medical Imaging, Volume 26, Issue 12, pp. 1636 - 1648, December, 2007

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0026】

しかしながら、特に肝臓、肺、胃及び心臓のような臓器の近くにある腫瘍の位置は、隔膜が出入りするのに応じて、治療中に著しく変化することがある。それゆえ、放射線ビームを適当に制御することができるように、腫瘍及び臓器の位置及び形状の変化を測定することが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0027】

軟部組織塊に対応する対象領域(ROI)は、超音波検査によって捕捉されるトレーニングビデオにおいて追跡される。ROIの位置は、有向グラフを構成するために用いられ

50

、有向グラフにおいて、各ノードは追跡されるROIの位置を表し、エッジはROIの時間的な関係を表す。また、軟部組織塊は、そのグラフを用いて追跡することができる。

【発明の効果】

【0028】

この発明によれば、適当な治療を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本発明の実施の形態1による、動いている腫瘍の位置を特定する方法及びシステムを示すブロック図である。

【図2】本発明の実施の形態1による、有向グラフを構成する手順を示すブロック図である。

【図3】本発明の実施の形態1による、標本を選択する手順を示すブロック図である。

【図4】本発明の実施の形態1による、標本を選択する手順を示すブロック図である。

【図5】本発明の実施の形態1による、標本を選択する手順を示すブロック図である。

【図6】本発明の実施の形態1による、選択された標本をグラフ内に配置する手順を示すブロック図である。

【図7】本発明の実施の形態1による、選択された標本をグラフ内に配置する手順を示すブロック図である。

【図8】本発明の実施の形態1による、位相を推定する手順を示すブロック図である。

【図9】本発明の実施の形態1による、位相を推定する手順を示すブロック図である。

【図10】本発明の実施の形態1による、位相を推定する手順を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0030】

実施の形態1

図1に示されるように、本発明の実施の形態1は、身体内152の軟部組織塊151を追跡する方法及びシステム100を提供する。実施の形態1では、軟部組織塊は腫瘍であり、その動きは、呼吸の周期的挙動、または心臓の脈動と相関付けられる。したがって、その動きは、正確に予測することができる。さらに、呼吸サイクル情報を用いて、放射線ビーム153を制御し、腫瘍に向けることができる。

【0031】

また、実施の形態1を用いて、再構成された超音波画像、及び超音波データから導出される他の3D/4D表現を精緻化するか、またはそれ以外の方法で改善することができる。呼吸サイクルを推定することによって、実施の形態1では、同じ位相に対応する一連の画像を登録する。これによって、実施の形態1では、より高い解像度の超音波画像及び3D/4D表現を得ることができる。さらに、同じ位相画像のそのような集合体を用いて、超音波データ内の雑音を低減することができる。

【0032】

トレーニングビデオ101、すなわち、一連の超音波画像または画像は、超音波検査154を用いて軟部組織塊から捕捉される。たとえば、トレーニングビデオは、放射線療法のための治療計画中に得られる。ドップラ超音波信号155の場合、各画像はフロー情報を含む。3D及び4D超音波データの場合、各画像は、それぞれ3Dまたは4D(3D+動きベクトル)表現を含む。実施の形態1は、超音波データに時間的な時系列解析を適用する。

【0033】

対象領域(ROI)は、物体検出のような手動または自動いずれかの手法を用いて、トレーニングビデオの第1の画像内にマークされる。そのマーキングは、軟部組織塊、たとえば腫瘍151の位置及び形状を概略的に示すことができる。代替的に、何もマークされなくてもよい。画像全体、またはその画像内の一群の選択された部分領域がROIとして割り当てられる。その選択はランダムにすることができる。

【0034】

10

20

30

40

50

その後、ROIの位置及び形状が経時的に追跡され、治療中に照合するための標本が求められる。超音波画像強度値は、内臓の動き、変換器雑音、画像形成雑音等に起因して変化するので、それらの画像は最初に正規化される。これは、ピクセルの強度値の平均を減算し、その標準偏差で除算することによって、画像毎に行なわれる。その後、その照合は、正規化相互相関または残差二乗和基準 (sum - of - squared difference metric) を用いて行なわれる。

【0035】

時間的な制約を課すことができるようにするため、且つ治療中にリアルタイムに追跡を実行するために、標本は、ノード及びエッジから成る有向グラフ111の中に編成される。そのグラフは、メモリ112に格納される。ノードは標本を表し、グラフ内の有向エッジは、標本間の時間的な遷移関係を表す。エッジは、現在のノードから子ノードに行なわれる遷移の正規化された数、及び照合スコアに従って重み付けされる。

10

【0036】

トレーニング中に標本の有向グラフ111を構成するために、現在の画像内の標本を以前に特定された一群の標本ノードに一致させることができない場合に、そのグラフに新たな標本が追加される。同時に、時間的な関係及び照合の予想される精度を示すために、隣接する標本間で、有向の、重み付けされたエッジが収集される。

【0037】

動作方法

トレーニング

トレーニング段階は、図1に示されるように進行する。超音波検査154を用いて、軟部組織塊からトレーニングビデオ101が捕捉される。たとえば、トレーニングビデオは、治療計画中に患者の身体から捕捉される。追跡されるべき軟部組織塊を含む対象領域 (ROI) が、トレーニングビデオの第1の画像において、現在のROIとしてマークされる。そのマーキングは、軟部組織塊の位置及び近似的な形状を示す。代替的に、何もマークされなくてもよい。画像全体、または画像内の一団の選択された部分領域がROIとして割り当てられる。その選択はランダムに行うことができる。

20

【0038】

実施の形態1では、トレーニングビデオ101を用いて、重み付けされた有向グラフ (WDG) 111を構成する (110)。このグラフは、治療超音波ビデオ102を入力として用いて、重み付けされた有向グラフ111において軟部組織塊を追跡する (120) ことによって、治療時間中に軟部組織塊 (腫瘍) の位置及び形状を見つけるために用いられる。その後、その位置及び形状121を用いて、放射線ビーム153が誘導されて制御される (130)。

30

【0039】

超音波画像が対象領域、たとえば腫瘍または他の軟部組織塊領域を描写するように、超音波変換器154が患者の身体上に配置された後に、短いビデオが記録され、それをトレーニングビデオ101として用いて、グラフ111が構成される (110)。この過程は、治療に対する患者の準備ができたときにも同様に、リアルタイムに行なうことができる。数回の呼吸サイクルが記録される。通常、これは約1分程度である。しかしながら、患者の呼吸運動によって、トレーニングビデオの持続時間は、はるかに短くすることも、長くすることもできる。

40

【0040】

トレーニングビデオを用いてグラフ111を構成すること (110) が図2に示される。実施の形態1では、超音波トレーニングビデオ101の画像を順次処理する。実施の形態1では最初に、グラフ111内の現在の位置を用いて、トレーニングビデオ101から標本250を選択する (210)。標本250が、現在の有向グラフ111内に入れられる (220)。続いて、エッジ遷移重みが更新され (230)、グラフ内の現在の位置が更新される (240)。

【0041】

50

標本 250 を選択する (210) ために、数多くの異なる方法を実施することができる。

【0042】

方法 1

図 3 に示される方法では、トレーニングビデオの 1 組の連続した画像がバッファ 370 に格納される。各画像ステップにおいて、新たな画像が、バッファ内の画像と比較される (310)。新たな画像とバッファリングされた画像との間の類似性スコアが求められる (320)。このスコアは、新たな画像と、バッファリングされた画像のそれぞれとの間の個々の類似性スコアのうちの最小値にするか、または新たな画像とバッファ内の代表的な画像との間の類似性スコアにすることができる。

10

【0043】

実施の形態 1 では、画像を示すために、ROI として、追跡される ROI 若しくは画像全体が用いられるか、または画像内の 1 組の追跡される領域若しくは静的に選択される領域が用いられることに留意されたい。以下の説明では、「画像」は、一般的に、これらの定義のうちのいずれかを指している。

【0044】

さらに、各画像 (ROI) は記述子、たとえば、強度テンプレート、ヒストグラム、共分散行列、ガボルフイルタ、ハールウェーブレット、ガウス関数の混合関数、テクストン、エッジレット、有向勾配のヒストグラムによって表される。

【0045】

新たな画像と、バッファ 320 内の画像との間の類似性スコアが求められる (320)。たとえば、新たな画像が、正規化相互相関を用いて、バッファ記述子と照合され、類似性スコアが求められる。

20

【0046】

このスコアがしきい値 T_s よりも高い場合には、新たな画像は、既にバッファリングされた画像に類似であると見なされ、新たな画像がバッファ 370 に含まれる (340)。たとえば、画像記述子の重み付け平均をとることによって、バッファ代表値が更新される (350)。

【0047】

類似性スコアがしきい値 T_s よりも低い場合には、新たな画像は、バッファリングされた画像とは大きく異なることを示し、バッファ代表値が、現在の標本 250 として割り当てられ (330)、バッファ 370 が空にされる (360)。すなわち、バッファから画像が除去される。また、空にされたバッファ内に新たな画像が追加され、新たな画像からバッファ代表値が設定され、次の画像で処理が続けられる。

30

【0048】

方法 2

代替的に、図 4 に示されるように、最初に、バッファ 370 内に K 個の画像 401 が収集される (410)。 K は、所定の数にしてもよいし、またはデータから適応的に学習されてもよい。数 K は、バッファ内の画像の最小数を決定する。代替的に、 K は、以下に記述される距離比較ステップ 430 を用いずに、定数に設定してもよい。 K の値を適応させるために、画像差スコア、動きフィールド等を用いることができる。

40

【0049】

バッファ内に K 個の画像が格納されているとき、これらのバッファリングされた画像がクラスタ化され (420)、各クラスタが連続した画像を含むように 2 つのクラスタが作成される。その後、クラスタ間距離が求められる (440)。クラスタ間距離は、2 つの個別のクラスタ記述子間の平均距離を近似する。「クラスタ間距離」は、クラスタ間の差を示す。その距離がしきい値 T_d 430 よりも大きい場合には、2 つのクラスタ間の境界画像が求められ (450)、第 2 のクラスタよりも時間的に先行する第 1 のクラスタのための記述子が求められる (460)。次に、その記述子が標本として割り当てられ (470)、バッファ 370 から第 1 のクラスタが除去される (480)。「クラスタ間距離」

50

がしきい値よりも小さい場合には、トレーニングビデオ101から画像が収集し続けられる(410)。トレーニングデータ内の全ての画像が処理されるまで、標本選択が続けられる。

【0050】

方法3

図5に示されるように、同時に多数の標本を選択することもできる。この場合、トレーニングビデオ101からK個の連続した画像401が収集される(510)。この数は、その最後の画像が次の隣接する画像と大きく異なるビデオセグメントを分割するように割り当てられる。

【0051】

K個の画像がバッファリングされた後に、各係数がバッファ内の一対の画像間の類似性に対応する、類似度行列が求められる(520)。類似度行列の次元は、バッファリングされた画像の数(K)である。固有ベクトル分解530によって、クラスタリングが達成され、固有ベクトルクラスタリングにおいて、クラスタの全数が与えられる。この数は、2から最大数までインクリメントされる(540)。クラスタの全数毎に、妥当性スコアが求められる(550)。

【0052】

最大全クラスタ数に達したとき、最大妥当性スコア及び対応する全クラスタ数が求められる(560)。その後、類似度行列を用いて、対応する全クラスタ数のための時間的に連続したクラスタが求められる(570)。クラスタ毎に、クラスタ代表値が求められる(580)、これら全ての代表値が標本として割り当てられる(250)。

【0053】

上記の方法は、標本250を得る代替的な方法を示している。標本を見つけた後に、実施の形態1では、標本220をグラフ111に入れて、エッジ遷移重みを更新し(230)、最も遅い位置を更新する。その位置は先行ノードと呼ばれる。

【0054】

図6に示されるような最も簡単な事例では、各画像が1つの標本として設定される。また、先行ノード601がある。グラフ111を用いて、1組の候補ノードが求められる(610)。それは、先行ノードと、異なるグラフの深さにある、先行ノードの子ノードを含む。言い換えると、1組の候補一致ノードは、先行ノードから出て行くエッジを通過して到達することができるノードを含む。また、エッジ重みを関連付けて、「弱い」ノード、すなわち弱い遷移を有するノードをフィルタリングすることもできる。

【0055】

グラフ111内に標本を入れること(220)は、以下のようにして行なわれる。上記で選択された標本250に関して、照合セット内のノードからの距離が求められる(620)。また、最小距離を有するノードが求められる(640)。最小距離がしきい値 T_m 未満である場合には(670)、トレーニング段階においてノード毎に記録された、対応するノード選択カウント730が更新される(645)。図7を参照されたい。この数は、そのノードと照合された標本の数を示す。現在のグラフ111のエッジ重みが更新され、候補選択カウント730が修正され、次の標本650の処理が続けられる。

【0056】

最小距離がしきい値以上である場合には、その標本は、ノードと見なされる。また、上記で得られた最小距離を有する照合ノードの子として、新たなノードが割り当てられる(680)。そして、グラフが更新される。

【0057】

エッジ遷移重みを更新すること(230)が図7に示される。先行するステージから、最小距離を有するノード710(すなわち、新たなノード720が標本からの子として接続される親ノード)、新たなノード720、親ノードのノード選択カウント730、及び最小距離の逆数である一致信頼度740が得られている。

【0058】

10

20

30

40

50

新たなノード割当てが行なわれる場合には(750)、新たなノードと親ノードとの間に新たなエッジが確立され(760)、親ノードから出て行くエッジの重みが更新される。そうでない場合には、最小ノードの自己ループエッジの重みが増やされ、それに応じて、最小ノードの残りの出て行くエッジの重みが減らされる(770)。

【0059】

トレーニングの出力は、画像(またはROI、または画像領域等)の有向グラフ111である。トレーニング手順は、第1の画像が選択された後、またはROIがマークされた後において、完全に自動的である。しかしながら、ユーザは、トレーニング中及び治療中の両方において、任意のROIを手動でマークすることができる。

【0060】

腫瘍に放射線を当てる場合、患者は治療中に動かないように指示される。拘束具を用いて、腫瘍が位置する身体の一部を固定することもできる。したがって、腫瘍の動きは、主に呼吸運動に起因する。呼吸サイクルは、個々の人について、ペース及び深さの両方において、時間にわたって概ね規則的であるので、実施の形態1のグラフ内の上記の時間的な有向エッジは、呼吸の周期性を捕らえることができ、相対的に小さなサイズのグラフを用いて、腫瘍の動きを正確に予測することができる。呼吸の周期性または位相は、ノードが互いにループバックすることによって、有向グラフ111において観測される。

【0061】

位相推定及び追跡

治療中に、治療超音波ビデオ102が捕捉される。取り込まれる各画像がグラフ内のノードと照合される。そのグラフはノード間の時間的な関係を示すので、現在のノードが次の画像と一致しない場合には、有向グラフの横型探索を用いて、時間順に従って一致するものを探ることができる。

【0062】

このグラフは、呼吸サイクルに対応する。そのような繰返し運動の場合に、このグラフは、息を吸うノードと息を吐くノードとの間のノードにおいて潰される可能性がある。言い換えると、息を吸うノード及び息を吐くノードを求めることができるだけでなく、たとえば、スペクトルクラスタリングを用いて、ノード間距離を試験することによって、そのグラフから自動的にそれらのノード間の呼吸位相を求めることができる。これも、グラフが構成された後に、手動でラベルを付けることができる。

【0063】

位相推定手順

現在のノードが存在しない場合には、実施の形態1では、一致するノードを見つけるために全てのノードを探し、現在のノードがこの一致するノードになるように設定される。一致するノードを見つけることができない場合には、有効な一致が得られるまで、現在のノードは空になるように設定される。照合しきい値を調整することによって、または最小距離を有するノードを常に選択することによって、現在のノードを設定することができる。

【0064】

そうでない場合には、図8に示されるように、上記の測定基準を用いて、入力される画像、たとえば現在の画像805と現在のノードとが比較される(810)。先行するノード840及びグラフ111に基づいて、横型探索のための1組の候補ノード830が構成される。候補ノードは、或る一定の深さまでの、先行するノードの子ノードを含む。

【0065】

距離を比較及び判定した後に、最小距離を有するノードが、現在の画像に最も良く一致するノード、すなわち現在のノード850として割り当てられる(820)。また、先行するノードが、現在のノード850として更新される(840)。現在のノードは、グラフ内の入力画像の対応する画像を表す。グラフ及び現在のノードを用いて、現在の画像805の場合の現在の呼吸位相が見いだされる。

【0066】

10

20

30

40

50

入力画像内の全てのピクセルを使用する代わりに、図9に示されるように、目標領域905、たとえばROI、または一群の部分領域を用いることができる。これらの事例では、ROIまたは一群の領域を追跡して(910)、与えられた画像においても目標領域を確実に検出することができるようにする。代替的に、静的な領域が用いられ、追跡は用いられなくてもよい。現在の画像内のROIが追跡によって得られることを除いて、上記のトレーニング及び位相推定は類似である。ROIの追跡910は、正規化相互相関距離、残差二乗和距離(sum-of-squared distance)、または限定はしないが、全数探索、回帰追跡、平均シフト追跡、勾配探索、粒子追跡等を含む、標準的な追跡方法の中の任意の他の領域比較測定基準を用いて行うことができる。

【0067】

画像のためにROIが用いられる場合には、上記の手順は、各画像内の一致するノードと、そのROI位置121とを出力するか、または一致するROIを見つけることができないことを示す。ROIの位置121は、初期ROIが軟部組織塊を取り囲む場合には、その組織塊の位置に対応する。

【0068】

結果として、放射線療法ビームを、動いている腫瘍の位置を追跡するように向けることができる(130)。また、代替的に、腫瘍の位置を特定することができないときには、ビームをオフにすることができる。腫瘍の形状も追跡される場合には、ビームのためのコリメータを調整して、治療が実施されているときに、リアルタイムに腫瘍の形状を照合することもできる。

【0069】

上記のトレーニング及び推定手順は、呼吸位相推定には限定されないことに留意されたい。たとえば、超音波は、心膜内にある心臓の画像を形成することができる。したがって、観測される繰返し運動及び対応するグラフは、心臓の拍動毎の動脈の律動的な収縮及び膨張に対応する。

【0070】

放射線療法または他の治療プロトコルにおいて、腫瘍及び他の組織を追跡すること以外の用途のために、呼吸サイクル位相推定を用いることができる。1つの用途は、グラフを用いて同じ位相に対応する多数の画像を収集する。その後、同じノードの1組の画像を「融合して」、雑音が少なく、解像度がより高いデータ(2D画像、3D表面、より高解像度の動きフィールド等)を得ることができる。

【0071】

上記の方法は、入力データとして、2D超音波ビデオには限定されない。たとえば、実施の形態1では、3Dビデオ及び4Dビデオを用いることができる。観測結果、画像、時間的に抽出されるサンプル、3D表面、動きを伴う4D表面、2Dドップラ、3Dドップラ等を、ベクトル空間内またはマニホールド上で、任意の形を有する標本表現に変換することができる。

【0072】

本発明は、特定の好ましい実施形態を参照しながら説明されてきたが、本発明の精神及び範囲内で、種々の他の改変及び変更を行うことができることは理解されたい。それゆえ、添付の特許請求の範囲の目的は、本発明の真の精神及び範囲に入るような、全ての変形及び変更を包含することである。

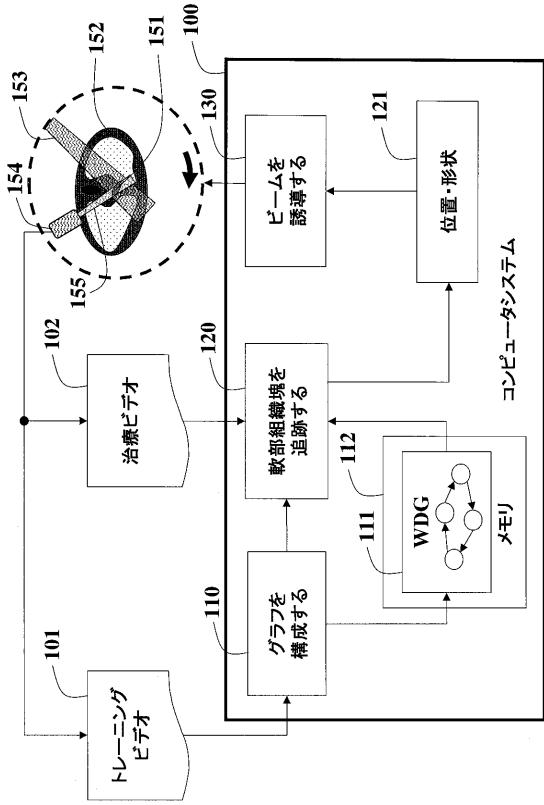
10

20

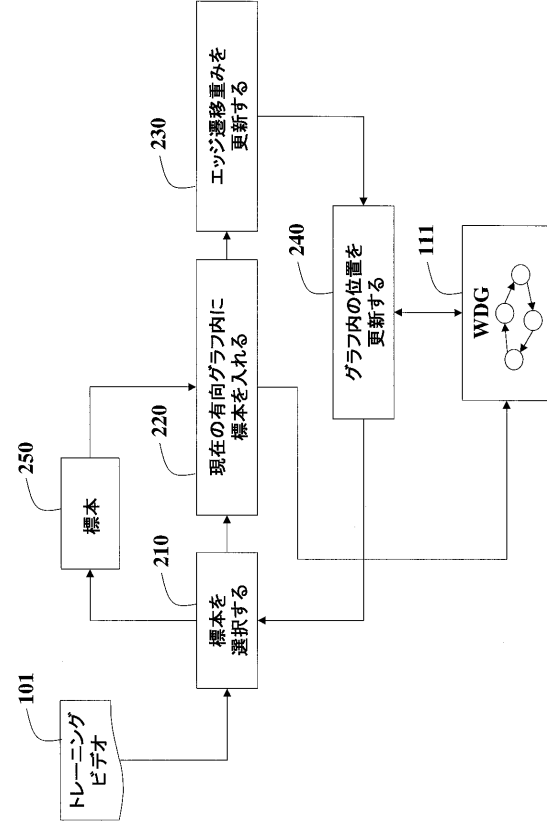
30

40

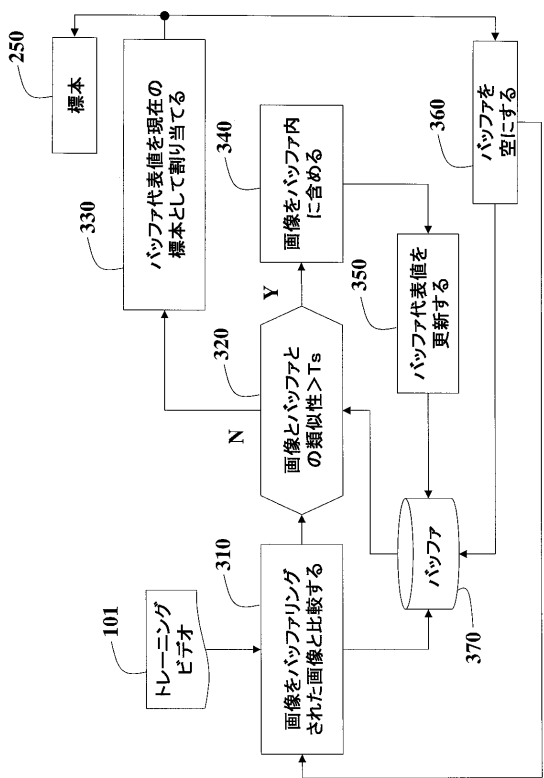
【 図 1 】



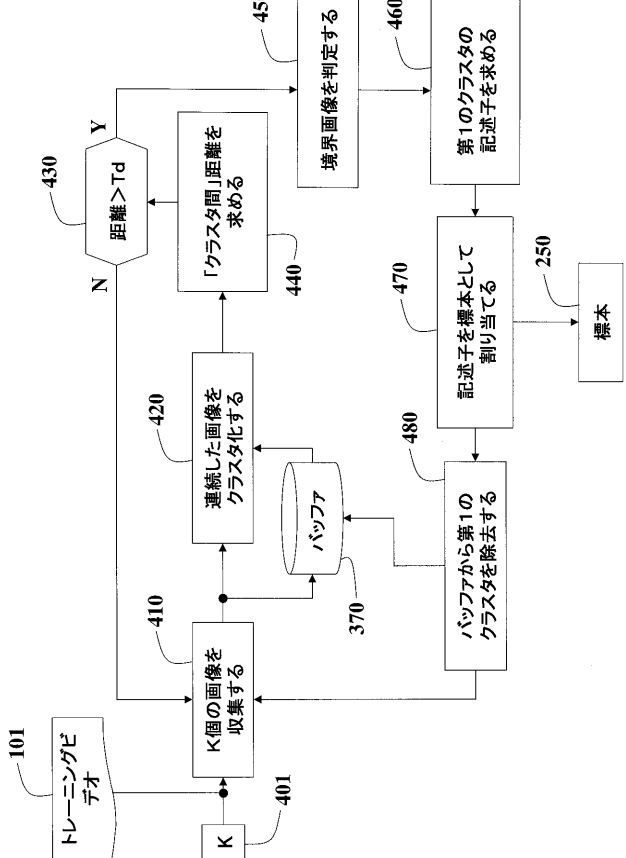
【 図 2 】



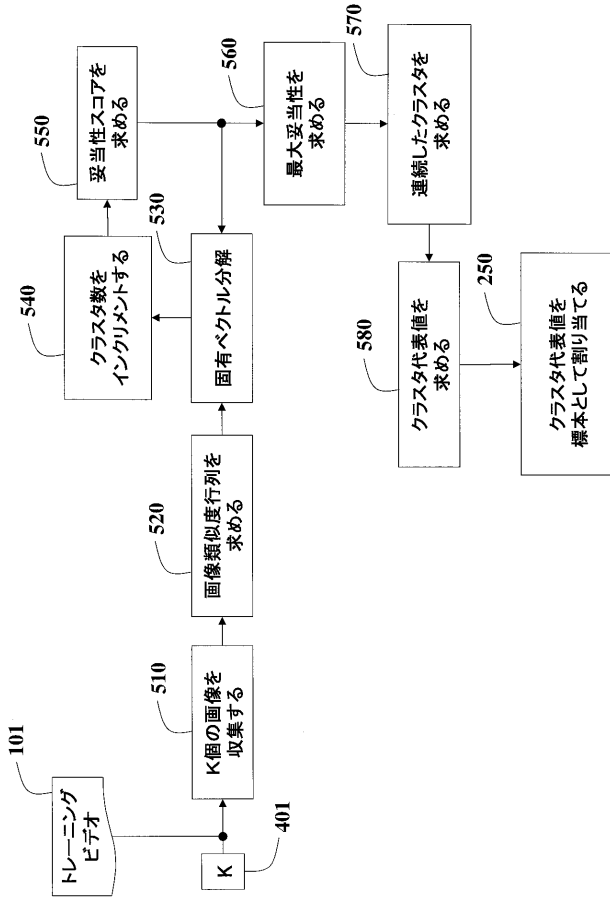
【 図 3 】



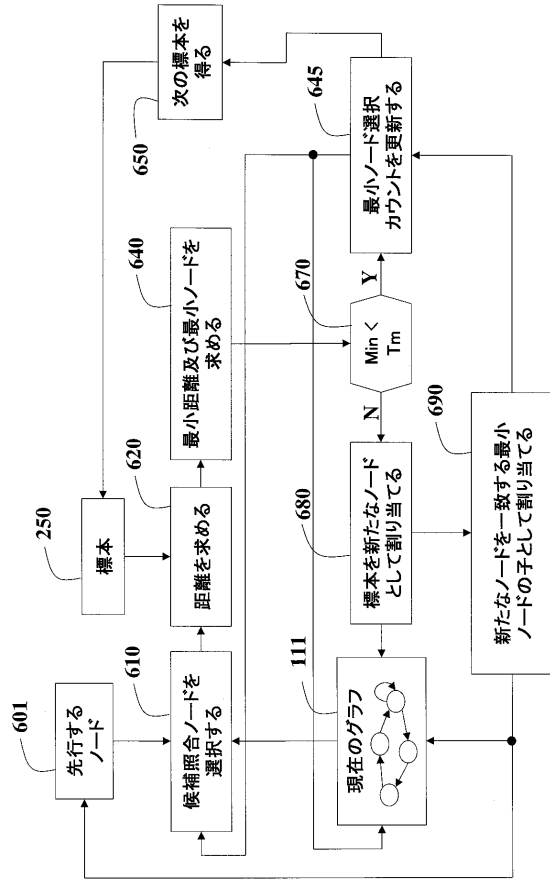
【 図 4 】



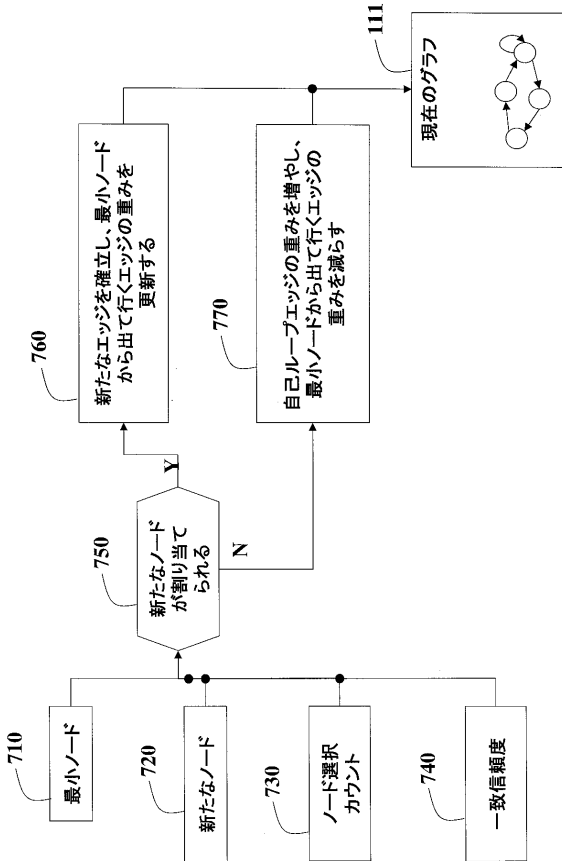
【図5】



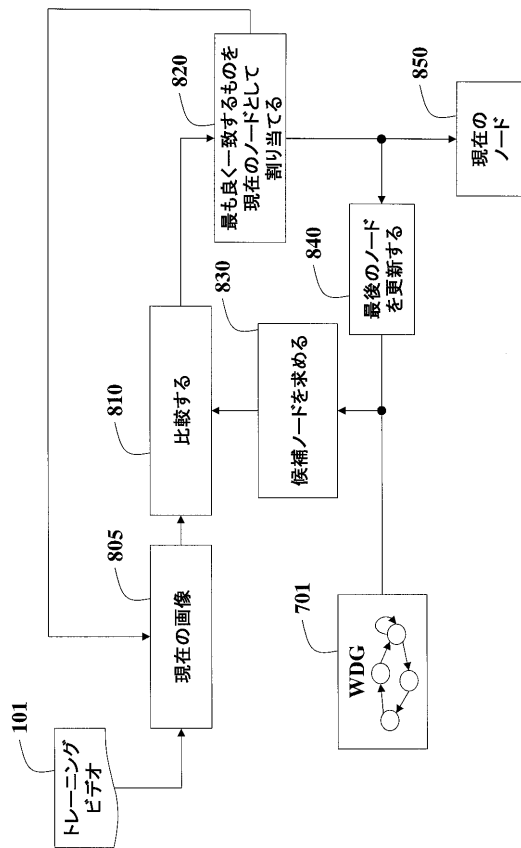
【図6】



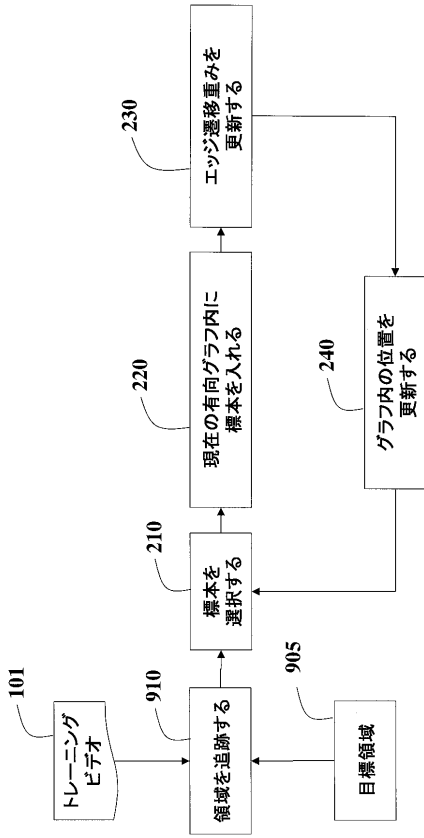
【図7】



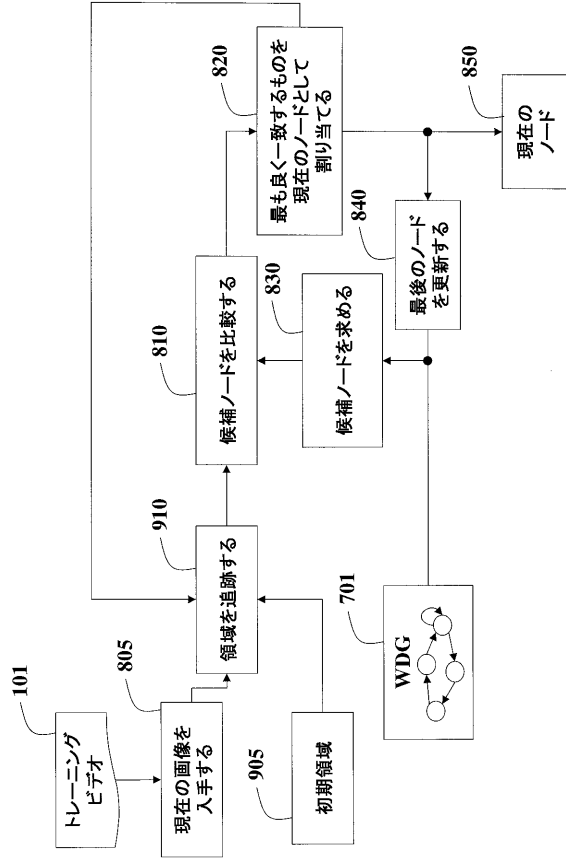
【図8】



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

(74)代理人 100111648

弁理士 梶並 順

(74)代理人 100122437

弁理士 大宅 一宏

(74)代理人 100147566

弁理士 上田 俊一

(72)発明者 ファティール・エム・ポリクリ

アメリカ合衆国、マサチューセッツ州、ウォータータウン、マウント・オーバーン・ストリート
7 1 2

(72)発明者 クアン・ユアン

アメリカ合衆国、マサチューセッツ州、オールストン、セイント・ルークス・ロード 27、アパ
ートメント 9

Fターム(参考) 4C601 DE01 EE01 EE04 FF15 JC05 JC09 JC23 JC37 KK07 KK20

【外国語明細書】

Title of Invention

System and Computer Implemented Method for Tracking Soft Tissue Mass

Field of the Invention

The present invention relates generally to tracking soft tissues, and more particularly to tracking soft tissue masses using directed graphs.

Background of the Invention

Ultrasonic Imaging

Ultrasound is an acoustic signal with a frequency greater than the upper limit of human hearing, approximately 20 kHz. By penetrating soft tissue, and measuring the reflection signal, the ultrasound can reveal the structure of the tissue.

Medical sonography is an ultrasound-based diagnostic medical imaging technique used to visualize anatomical structures, such as muscles, tendons, and many other internal organs. The visualization reveals the size, shape, and pathological conditions of the structures. Ultrasound is also used to visualize a fetus during prenatal care.

Medical sonography is one of the most widely used diagnostic tools in modern medicine. The technology is relatively inexpensive and portable. As

currently applied in the medical environment, ultrasound poses no known risks to the patient. Sonography is generally described as a safe test because it does not use ionizing radiation, which imposes hazards, such as cancer and chromosome breakage.

An ultrasonic signal is typically produced by a piezoelectric transducer encased in a probe. Strong, short electrical pulses from the ultrasound scanner make the transducer vibrate at the desired frequency. The frequencies can be anywhere between 2 and 15 MHz. The sound is focused either by the shape of the transducer, a lens in front of the transducer, or a complex set of control pulses from the ultrasound scanner. This focusing produces an arc-shaped sound wave from the face of the transducer. The wave travels into the body and comes into focus at a desired depth. Newer technology transducers use phased array techniques to enable the sonographic scanner to change the direction and depth of focus. Almost all piezoelectric transducers are made of ceramic. Materials on the face of the transducer enable the sound to be transmitted efficiently into the body. For example, a water-based gel is typically placed between the skin and the probe.

The sound wave is partially reflected from tissues having different densities. Specifically, sound is reflected anywhere there are density changes in the body, e.g. blood cells in blood plasma, small structures in organs, and other body fluids. Some of the reflections return to the transducer. The reflected sound vibrates the transducer, the transducer turns the vibrations into electrical pulses that travel to the ultrasonic scanner where the pulses are processed and transformed into an image.

It could be noted that sound wave is usually a short pulse with a specific carrier frequency. Moving objects change this frequency on reflection, so that the Doppler effect, which shifts the frequency, can be used. Therefore, the sonographic scanner operates as follows. The signals strength and length of time between transmitting and receiving the signal is measured. From this, the focal length for the phased array is deduced to enable rendering of an in-focus image of at a particular depth. The image can be in color.

Conventional ultrasound scanners display the images as thin, flat sections of the body. Advancements in ultrasound technology include three-dimensional (3-D) ultrasound, which formats the sound wave data into 3-D images. Four-dimensional (4-D) ultrasound is 3-D ultrasound with motion. Four different modes of ultrasound are used in medical imaging.

1. A-mode: A-mode is the simplest type of ultrasound. A single transducer scans a line through the body with the echoes plotted on a screen as a function of depth. Therapeutic ultrasound aimed at a specific tumor or calculus is also A-mode, to allow for pinpoint accurate focus of the destructive wave energy.
2. B-mode: In B-mode ultrasound, a linear array of transducers simultaneously scans a plane through the body that can be viewed as a two-dimensional image on screen.
3. M-mode: M stands for motion. In M-mode, a rapid sequence of B-mode scans, where images follow each other in sequence on screen, enable users to see and measure range of motion, as the

organ boundaries that produce reflections move relative to the probe.

4. Doppler mode: This mode makes use of the Doppler effect.

Doppler ultrasound is a special ultrasound technique that evaluates, e.g., blood flow in the major arteries, and veins in the abdomen, arms, legs and neck. There are three types of Doppler ultrasound.

1. Color Doppler uses a computer to convert Doppler measurements into an array of colors to visualize the speed and direction of blood flow through a blood vessel.
2. Power Doppler is a newer technique that is more sensitive than color Doppler and capable of providing greater detail of blood flow, especially in vessels that are located inside organs. Power Doppler, however, does not help the user to determine the direction of flow, which may be important in some situations.
3. Spectral Doppler displays blood flow measurements graphically, in terms of the distance traveled per unit of time, instead of displaying Doppler measurements visually.

There are several advantages of ultrasound imaging. It images muscle and soft tissue well and is particularly useful for delineating the interfaces between solid and fluid-filled spaces. It can render images in real-time, where the user can dynamically select the most useful section for diagnosing and documenting changes, often enabling rapid diagnoses. It also shows the structure of organs.

As a disadvantage, sonography does not penetrate bone very well. Therefore, sonography of the brain is very limited. In addition, it performs very poorly when there is a gas between the transducer and the organ of interest, due to the extreme differences in sound impedance. For example, overlying gas in the gastrointestinal tract often makes ultrasound scanning of the pancreas difficult, and lung imaging is not possible, apart from demarcating pleural effusions. Even in the absence of bone or air, the depth penetration of ultrasound is limited, making it difficult to image structures deep in the body, especially in obese patients.

Directed Graphs

A graph G is an ordered pair $G = (V, E)$ that is subject to the following conditions:

1. V is a set, whose elements are called vertices or nodes; and
2. E is a set of edges connecting pairs of nodes.

The vertices belonging to an edge are called the ends, endpoints, or end vertices of the edge. The order of a graph is $|V|$, i.e., the number of vertices. A graph's size is $|E|$, the number of edges. The degree of a vertex is the number of other vertices that are connected to the vertex by edges.

There are two broad categories of graphs: directed graphs (digraphs), and undirected graph. A directed graph or digraph G is an ordered pair $G = (V, A)$ where A is a set of ordered pairs of vertices, called directed edges. If there is an edge (v, w) , then node w is adjacent to node v . A graph is a weighted graph if a positive number (weight) is assigned to each edge. Such

weights can represent, for example, costs, lengths or capacities. The weight of the graph is the sum of the weight assigned to all edges. The weight of an edge in a directed graph is often thought of as its length. The length of a path $\langle v_0, v_1, \dots, v_n \rangle$ is the sum of the lengths of all component edges $\langle v_i, v_{i+1} \rangle$.

Breathing Cycle Estimation

U.S. Patent 6237593 describes methods for estimating breathing (respiration) in continuous positive airway pressure (CPAP) treatment. The CPAP apparatus typically includes a flow generator for supplying air to a mask via a gas delivery tube. With changing air flow, the flow generator's speed and/or driving electrical current alters in a manner defined by the controlling circuitry. Signals can be derived from measurements of motor speed and current, and these signals vary cyclically with patient respiration. By filtering to reject non-respiratory components, the resultant signal can be utilized to determine the instants in time at which the patient starts to inhale and exhale. The filtered signal also can be linearized using a predetermined knowledge of the pressure/flow/speed characteristics of the flow generator, and thus to derive a volumetric measure of airflow.

Motto et al. describe a procedure for the automated estimation of the phase relation between thoracic and abdominal breathing signals measured by inductance plethysmography (RIP), Motto et al., "Automated estimation of the phase between thoracic and abdominal movement signals," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Volume 52, Issue 4, Pages 614 – 621, April 2005. That estimation is performed using linear filters, binary converters and an exclusive-or gate. The filters are designed off-line from

prior knowledge of the spectrum of subjects' respiration, reducing computational complexity and providing on-line processing capabilities. Some numerical results based on simulated time series and infant respiration data are provided, showing that the method is less biased than the Pearson correlation method, commonly used for assessment of thoraco-abdominal asynchrony.

Sarrut et al., describe a criteria incorporating spatiotemporal information to evaluate the accuracy of model-based methods capturing breathing motion from 4-DCT images, see Sarrut et al., "A Comparison Framework for Breathing Motion Estimation Methods From 4-D Imaging," IEEE Transactions on Medical Imaging, Volume 26, Issue 12, Pages 1636 – 1648, Dec. 2007. That evaluation relies on the identification and tracking of landmarks in the 4-DCT images.

Radiotherapy

Radiotherapy attempts to direct high-energy ionizing radiation at tumors while sparing healthy tissue. One form of radiation therapy is particle beam therapy, where a depth of a maximum exposure can be controlled.

Radiotherapy uses ionizing radiation as part of cancer treatment to control malignant cells. It may be used for curative or adjuvant cancer treatment. It is used as palliative treatment, where a cure is not possible and the aim is for local disease control or symptomatic relief, or as therapeutic treatment, where the therapy has survival benefit and it can be curative. Radiotherapy is used for the treatment of malignant tumors, and may be used

as the primary therapy. It is also common to combine radiotherapy with surgery, chemotherapy, hormone therapy or some combination of the three.

Radiation therapy is commonly applied primarily to the tumor. The radiation fields may also include adjacent lymph nodes if they are clinically involved with the tumor, or if there is thought to be a risk of sub-clinical malignant spread. It is necessary to include a margin of normal tissue around the tumor to allow for uncertainties in the set-up of the patient, and internal tumor motion.

It should be noted, that radiotherapy is typically provided over several weeks, e.g., three or four, to allow the patient to recover between treatments. Thus, identical set-ups are difficult to achieve. Therefore, the patient's skin is usually marked with indelible ink, during treatment planning, to indicate to the radio therapist technician how to set-up the patient relative to the treatment machine. A light beam, which is collocated with the radiation source, can be used to aim the beam and adjust the collimator during the set-up.

The uncertainties in the set-up can also be caused by internal movement, for example, respiration and bladder filling, and movement of external skin marks relative to the tumor location.

To spare normal tissues, such as skin or organs, which radiation must pass penetrated, in order to treat the tumor, shaped radiation beams are aimed from several angles of exposure to intersect at the tumor, providing a much larger absorbed at the tumor than in the surrounding, healthy tissue.

Typically, the radiation source is placed on a gantry that rotates around the patient. The goal is to place the tumor at the center of the circle, so that the beam always passed the tumor, and much less frequently through healthy tissue.

Problems to be solved by the Invention

However, the location of the tumors, especially tumors near organs, such the liver, lung, stomach and heart, can change significantly during the treatment as the diaphragm moves in and out. Therefore, it is desired to measure the change of location and shape of the tumor and organs so that the radiation beam can be appropriately controlled.

Summary of the Invention

Region of interest (ROI) corresponding to a soft tissue mass are tracked in a training video acquired by sonography. The locations of the ROI are used to construct a directed graph in which each node represent a location of the tracked ROI, and the edges represent temporal relations of the ROIs. The soft tissue mass can also be tracked using the graph.

Effect of the Invention

According to the invention, appropriate treatment can be delivered.

Brief Description of the Drawings

Figure 1 is a block diagram of a method and system for locating a moving tumor according to an embodiment of the invention.

Figure 2 is a block diagram of a procedure to construct a directed graph according to an embodiment of the invention;

Figures 3-5 are block diagrams of procedures for selecting exemplars according to an embodiment of the invention;

Figures 6-7 are block diagrams of procedures for placing selected exemplars in the graph of according to an embodiment of the invention; and

Figure 8-10 are block diagrams of procedures for estimating phases according to an embodiment of the invention.

Detailed Description of the Preferred Embodiment

As shown in Figure 1, the embodiments of our invention provide a method and system 100 for tracking a soft tissue mass 151 inside a body 152. In one embodiment, the soft tissues mass is a tumor, and its motion is correlated to the cyclic behavior of respiration, or the pulsation of the heart. Thus, the motion can be accurately predicted. In addition, the respiration cycle information can be used to control and direct a radiation beam 153 at the tumor.

This embodiment can also be used to refine or otherwise improve reconstructed ultrasound images and other 3D/4D representations derived

from ultrasound data. By estimating the respiration cycle, we register a sequence of images corresponding to the same phase. This enables us to obtain higher resolution ultrasound images and 3D/4D representation. Furthermore, such an aggregation of same phase images can be used to decrease noise in the ultrasonic data.

A training video 101, i.e., a sequence of ultrasound images or images, is acquired of the soft tissue mass using sonography 154. For example, the training video is obtained during treatment planning for radiotherapy. In case of a Doppler ultrasound signal 155, each image contains flow information. For 3D and 4D ultrasound data, each image is a 3D or 4D (3D plus motion vectors) representation, respectively. This embodiment applies temporal time series analysis to ultrasound data.

A region of interests (ROI) is marked in the first image of the training video, using either manual or automated techniques, such as object detection. The marking can outline the location and shape of the soft tissues mass, e.g., the tumor 151. Alternatively, nothing is marked. Either the whole image or a group of selected sub-regions within the image are assigned as the ROI. The selection can be random.

The location and shape of the ROI is then tracked over time to determine exemplars for matching during treatment. Because the ultrasound image intensity values vary due to internal organ motion, transducer noise, imaging noise, etc, the images are first normalized. This is done for each image by subtracting the mean and dividing by the standard deviation of the

intensity values of the pixels. Then, the matching is done using a normalized cross-correlation or a sum-of-squared difference metric.

To enable imposing temporal constraints and to achieve real-time tracking performance during treatment, the exemplars are organized into a directed graph 111 of nodes and edges. The graph is stored in a memory 112. The nodes represent the exemplars, and the directed edges in the graph represent the temporal transition relations between the exemplars. The edges are weighted according to the normalized number of transitions made from a current node to a child node, and the matching score.

To construct the directed graph 111 of the exemplars during training, a new exemplar is added to the graph when the exemplar in the current image cannot be matched to a previously identified group of exemplar nodes. At the same time, directed and weighted edges are aggregated between neighboring exemplars to indicate the temporal relations and the expected accuracy of the matching.

Method Operation

Training

The training phase proceeds as shown in Figure 1. A training video 101 is acquired of the soft tissues mass using sonography 154, e.g., the training video is acquired of the body of a patient during treatment planning. A region of interest (ROI) including the soft tissue mass to be tracked is marked in the first image in the training video as the current ROI. The

marking indicates the location and approximate shape of the soft tissue mass. Alternatively, nothing is marked. Either the whole image or a group of selected sub-regions within the image are assigned as the ROI. The selection can be random.

We use the training video 101 to construct 110 a weighted directed graph (WDG) 111. This graph is used to find the location and shape of the soft tissue mass (tumor) during treatment time by tracking 120 the soft tissue mass in the weighted directed graph 111 using a treatment ultrasound video 102 as input. Then, the radiation beam 153 is guided and gated 130 using the location and shape 121.

After the ultrasound transducer 154 is positioned on the body of the patient, such that the ultrasound images depict the region of interest, e.g., the tumor or other soft tissue masses region, a short video is recorded and utilized as the training video 101 to construct 110 the graph 111. This process can be done in real-time when the patient is prepared for the treatment as well. Several respiration cycles are recorded. Usually this corresponds to about a minute. However, depending on the breathing motion of the patient, the duration of the training video can be much shorter or longer.

Construction 110 of the graph 111 using the training video is shown in Figure 2. We sequentially process the images of the ultrasound training video 101. We first select 210 an exemplar 250 from the training video 101 using a current position in the graph 111. We place 220 the exemplar 250 in

the current directed graph 111. We update 230 edge transition weights, and update 240 the current position in the graph.

A number of different methods are possible for selecting 210 the exemplar 250.

Method 1

In the method shown in Figure 3, we store a set of consecutive images of the training video in a buffer 370. At each image step, we compare 310 the new image with the images in the buffer. We determine 320 a similarity score between the new image and the buffered images. This score can be the minimum of the individual similarity scores between the new image and each of the buffered images, or the similarity score between the new image and a representative image in the buffer.

Note that, we use either the tracked ROI or the whole image as the ROI, or a set of tracked or static selected regions in the image to indicate a image. In the following discussion, “image” refers to any of these definitions in general.

Furthermore, each image (ROI) is represented by a descriptor, e.g., intensity templates, histograms, covariance matrices, Gabor filters, Haar wavelets, mixture of Gaussian functions, textons, edgelets, histogram of oriented gradients.

We determine 320 the similarity score between the new image and the images in the buffer 320. For instance, the new image is matched with the buffer descriptor using a normalized cross-correlation to determine the similarity score.

If this score is higher than a threshold T_s , then we consider the new image is similar to already buffered images, and include 340 the new image in the buffer 370. We update 350 the buffer representative, for instance, by taking a weighted average of the image descriptors.

If the similarity score is less than the threshold T_s , which indicates the new image is significantly different from the buffered images, then we assign 330 the buffer representative as the current exemplar 250, and empty 360 the buffer 370, i.e., we remove the images from the buffer. We also add the new image in the emptied buffer and set the buffer representative from the new image, and continue with the next image.

Method 2

Alternatively as shown in Figure 4, we first aggregate 410 K 401 images in the buffer 370. K can be a predetermined number or adaptively learned from the data. The number K determines the minimum number of images in the buffer. Alternatively, K can be set to a constant number, without the distance comparison step 430 described below. Image difference scores, motion field, etc. can be used to adapt the value of K .

When we have stored K images in the buffer, we cluster 420 these buffered images into two clusters, such that each cluster contains consecutive images. Then, we determine 440 a between cluster distance, which approximates an average distance between two individual cluster descriptors. The “between cluster distance” indicates the difference between clusters. If the distance is larger than a threshold T_d 430, then we determine 450 the boundary image between two clusters, and determine 460 a descriptor for the first cluster, which temporally precedes the second cluster. We assign 470 the descriptor as the exemplar. We remove 480 the first cluster from the buffer 370. In case the “between cluster distance” is smaller than the threshold, we continue aggregating 410 the images from the training video 101. The exemplar selection continues until all the images in the training data have been processed.

Method 3

As shown in Figure 5, it is also possible to select multiple exemplars at the same time. For this, we aggregate 510 K 401 consecutive images from the training video 101. This number is assigned such that it partitions a video segment whose last image is significantly different from its next neighboring image.

After K images are buffered, an affinity matrix, in which each coefficient correspond the similarity between a pair of images in the buffer, is determined 520. The dimension of the affinity matrix is the number of buffered images (K). The clustering is achieved by an eigenvector decomposition 530. In eigenvector clustering, the total number of clusters is

given. This number is incremented 540 from two up to a maximum number. For each total number of clusters, a validity score is determined 550.

When the maximum total cluster number is reached, the maximum validity score and the corresponding total cluster numbers are determined 560. Then, we use the affinity matrix to determine 570 temporally continuous clusters for the corresponding total cluster number. For each cluster, we determine 580 cluster representatives, and assign 250 all of these representatives as exemplars.

The above methods describe alternative ways of obtaining an exemplar 250. After we find an exemplar, we place the exemplar 220 in the graph 111, update 230 edge transition weights, and update the latest position, which will be referred as a previous node.

In the simplest case as shown in Figure 6, each image is set as an exemplar. We have a previous node 601. Using the graph 111, we determine 610 a set of candidate nodes, which includes the previous node and its children nodes at different graph depths. In other words, the set of candidate matching nodes contains the nodes that can be accessible through the outgoing edges from the previous node. It is also possible to associate the edge weights to filter 'weak' nodes, i.e. nodes with weak transitions.

The placing 220 of the exemplars in the graph 111 is as follows. For the exemplar 250 selected above, we determine 620 distances from the nodes in the matching set. We determine 640 the node that has the minimum distance. If the minimum distance is less than 670 a threshold T_m , we update

645 the corresponding node selection count 730 that is recorded for each node in the training phase, see Figure 7. This number indicates how many exemplars are matched to the node. We update the current graph's 111 edge weights, revise the candidate selection count 730, and continue processing of the next exemplar 650.

If the minimum distance is not less than the threshold, we consider the exemplar as a node. We assign 680 the new node as a child of the matching node that has the minimum distance obtained above. We update the graph.

The updating 230 of the edge transition weights is shown in Figure 7. From the previous stage, we have the node with the minimum distance 710 (i.e., the parent node to which a new node 720 connected as a child from the exemplar), the new node 720, the node selection count 730 of the parent node, and the match confidence 740, which is the inverse of the minimum distance.

If a new node assignment is made 750, we establish 760 a new edge between the new and parent nodes, update the weights of the outgoing edges of the parent node. Otherwise, we increase 770 the weight of the self-loop edge of the minimum node, and decrease weights of the remaining outgoing edges of the minimum node proportionally.

The output of the training is the directed graph 111 of images (or ROI's, or image regions, etc). The training procedure is fully automatic after the first image is selected or the ROI is marked. However, the user can manually mark any ROIs during both during training and treatment.

For tumor radiation, the patient is instructed not to move during treatment. Restraining devices can also be used to immobilize parts of the body where the tumor is located. Thus, any movement of the tumor is primarily due to breathing motion. Because the respiratory cycle is fairly regular over time, both in pace and depth for a particular person, the above temporally directed edges in our graph can capture the cyclicity of the breathing, and accurately predict the movement of the tumor using a graph of a relatively small size. The cyclicity or phases of the breathing will be observed in the directed graph 111 by the nodes looping back over each other.

Phase Estimation and Tracking

During treatment, a treatment ultrasound video 102 is acquired. Each incoming image is matched with the nodes in the graph. Because, the graph indicates the temporal relations between the nodes, we can search for a match according to the temporal order if the current node does not match the next image using a breadth-first search of the directed graph.

The graph corresponds to the respiration cycle. For such a cycling motion, the graph can be collapsed on the nodes between the breath-in and breath-out nodes. In other words, it is possible to determine the breath-in and breath-out nodes and the respiration phase between them from the graph automatically by testing between node distances, e.g., using the spectral clustering. This can also be labeled manually after the graph is constructed.

Phase Estimation Procedure

If there is no current node, then we search all nodes to find a matching node and set the current node to be this matching node. If no matching node can be found, then we set the current node to be empty until a valid match is obtained. By adjusting the matching threshold, or always selecting the node with the minimal distance, the current node can be set.

Otherwise as shown in Figure 8, we compare 810 the incoming image, e.g., the current image 805 with the current node using the previously described metrics. Based on the previous node 840 and the graph 111, we construct a set of candidate nodes 830 for a breadth-first search. The candidate nodes contain the children nodes of the previous node up to a certain depth.

After comparing and determining the distances, we assign 820 the node with the minimum distance as the best match to the current image, i.e., the current node 850. We update 840 the previous node as the current node 850. Current node represents the corresponding image of the input image in the graph. Using the graph and the current node, the current respiration phase is found for the current image 805.

Instead of using all pixels in the input image, a target region 905, e.g., a ROI, or a collection of sub regions can be used as shown in Figure 9. In these cases, we track 910 the ROI or the collection of regions to ensure the target region is still detectable in a given image. Alternatively, we use static regions without tracking. The above training and phase estimation is similar,

except the ROIs in the current images are obtained by tracking. Tracking of ROI can be done using a normalized cross-correlation distance, a sum-of-squared distance, or any other region comparison metric within standard tracking methods including, but not limited to, exhaustive search, regression tracking, mean-shift tracking, gradient search, particle tracking etc.

If the ROI is used for image, then the above procedure outputs the matching node and its ROI's location in each image, or signals that no matching ROI can be found. The location of the ROI corresponds to the locations of the soft tissue mass, in case the initial ROI encloses the mass.

Consequently, the radiotherapy beam can be directed in such a way as to track the location of the moving tumor, or alternatively to turn the beam off when the tumor cannot be located. If the shape of the tumor is also tracked, the collimator for the beam can also be adjusted to match the shape of the tumor in real-time as treatment is being delivered.

Note that, the above training and estimation procedures are not limited to breathing phase estimation. For instance, the ultrasound can image the heart in the pericardium. Thus, the observed cyclic motion and the corresponding graph correspond to the rhythmic contraction and expansion of the arteries with each beat of the heart.

We can use the respiration cycle phase estimation for other applications than tracking tumors and other tissues in a radiotherapy or other

treatment protocols. One application collects a multitude of images corresponding to the same phase using the graph. Then, the set of images of the same node can be 'fused' to obtain a higher resolution data (2D image, 3D surface, higher resolution motion field, etc), with decreased noise.

The above described methods are not limited to 2D ultrasound video as the input data. For example, we can use 3D and 4D video. Observations, images, temporally extracted samples, 3D surfaces, 4D surfaces with motion, 2D Doppler, 3D Doppler, etc, can be converted to an exemplar representative that has any form within a vector space or on a manifold.

Although the invention has been described with reference to certain preferred embodiments, it is to be understood that various other adaptations and modifications can be made within the spirit and scope of the invention. Therefore, it is the object of the append claims to cover all such variations and modifications as come within the true spirit and scope of the invention.

1. A computer implemented method for tracking a soft tissue mass, comprising the steps of:

acquiring a training video of a soft tissues mass inside a body using sonography, in which the training video includes a sequence of images;

marking a region of interest (ROI) corresponding to a location of the soft tissue mass in a first frame of the training video;

constructing a directed graph of nodes and edges in a memory while tracking the ROI in each image in the sequence of the training video, in which each node represent a location of the tracked ROI, and the edges represent temporal relations of the ROIs;

acquiring a treatment video of the soft tissue mass using the sonography; and

tracking the soft tissue mass in the treatment video according to the directed graph.

2. The method of claim 1, in which a location of the soft tissue mass is tracked.

3. The method of claim 1, in which a shape of the soft tissue mass is tracked.

4. The method of claim 2, in which the location is correlated to a cyclic behavior of respiration.

5. The method of claim 2, in which the location is correlated to pulsation of a heart.

6. The method of claim 1, in which the soft tissue mass is a tumor, and the tracking is used to control a radiation beam directed at the tumor.
7. The method of claim 1, further comprising:
 - increasing a resolution of the images according to the tracking.
8. The method of claim 1, further comprising:
 - decreasing noise in the images according to the tracking.
9. The method of claim 1, in which the sonography uses a Doppler ultrasound signal.
10. The method of claim 1, in which the ROI is an entire image.
11. The method of claim 1, in which the images are normalized.
12. The method of claim 1, in which the tracking matches each image with the ROIs represented in the graph using a normalized cross-correlation to obtain a matching score.
13. The method of claim 1, in which the tracking matches each image with the ROIs represented in the graph using a sum-of-squared difference metric.
14. The method of claim 12, in which each edge is weighted according to a normalized number of transitions made from a current node to a child node, and the matching score.

15. The method of claim 1, in which the images are stored in a buffer in a memory.
16. The method of claim 1, further comprising:
representing each image with a descriptor.
17. The method of claim 16, in which the descriptor is a histogram, a covariance matrix, a Gabor filter, Haar wavelets, a mixture of Gaussian functions, textons, edgelets, or a histogram of oriented gradients.
18. The method of claim 15, in which images stored in the buffer are replaced according to a similarity score.
19. The method of claim 15, in which images stored in the buffer as clusters, and the images in the clusters are replaced according to a cluster distance.
20. The method of claim 15, in which images stored in the buffer as clusters using an affinity matrix, and an eigenvector decomposition.
21. The method of claim 1, in which the tracking uses a breadth-first search of the graph.
22. The method of claim 1, in which the tracking uses a normalized cross-correlation distance, a sum-of-squared distance, an exhaustive search, regression tracking, mean-shift tracking, gradient search, or particle tracking.

23. The method of claim 6, in which the controlling turns the beam on and off.

24. The method of claim 6, in which a depth of maximum exposure is controlled.

25. A system for tracking a soft tissue mass, comprising:

means for acquiring a training video of a soft tissues mass inside a body using sonography, in which the training video includes a sequence of images;

means for marking a region of interest (ROI) corresponding to a location of the soft tissue mass in a first frame of the training video;

means for constructing a directed graph of nodes and edges in a memory while tracking the ROI in each image in the sequence of the training video, in which each node represent a location of the tracked ROI, and the edges represent temporal relations of the ROIs;

means for acquire a treatment video of the soft tissue mass using the sonography; and

means for tracking the soft tissue mass in the treatment video according to the directed graph.

Abstract

It is desired to measure the change of location and shape of the tumor and organs. Region of interest (ROI) corresponding to a soft tissue mass are tracked in a training video acquired by sonography. The locations of the ROI are used to construct a directed graph in which each node represents a location of the tracked ROI, and the edges represent temporal relations of the ROIs. The soft tissue mass can also be tracked using the graph, and appropriate treatment can be delivered.

Representative Drawings

Figure 1

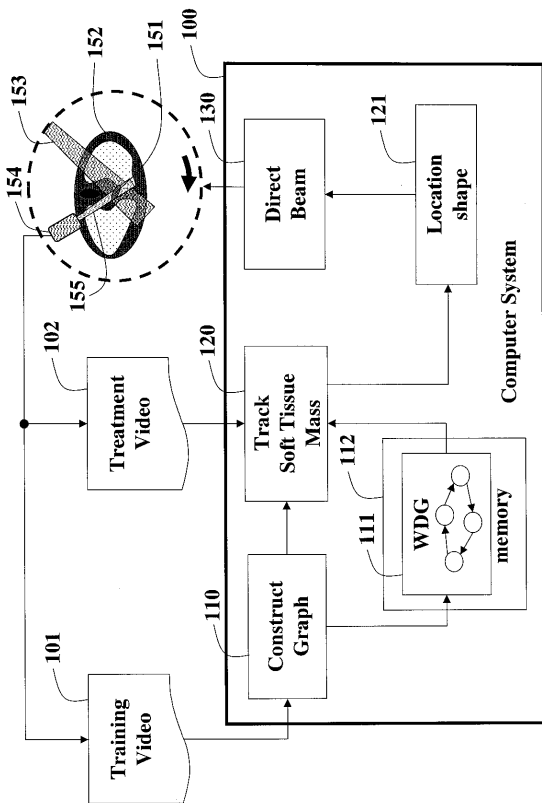


FIG. 1

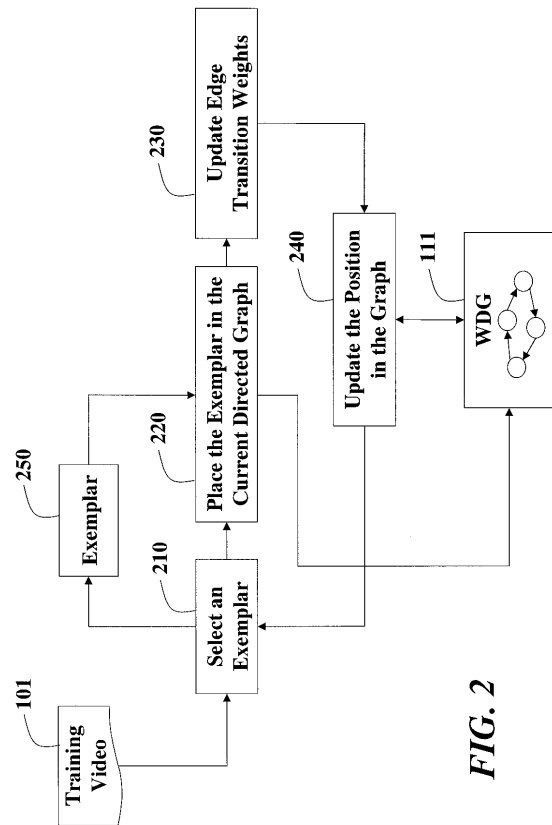


FIG. 2

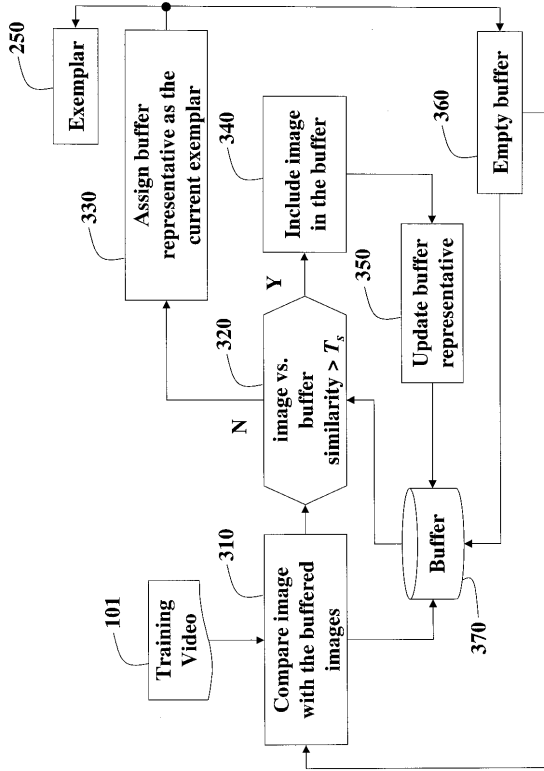


FIG. 3

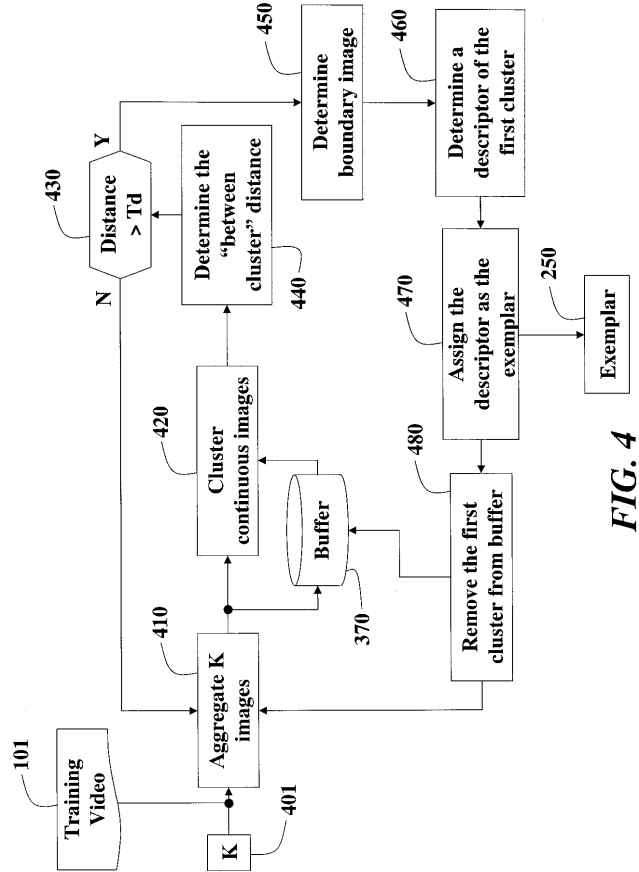


FIG. 4

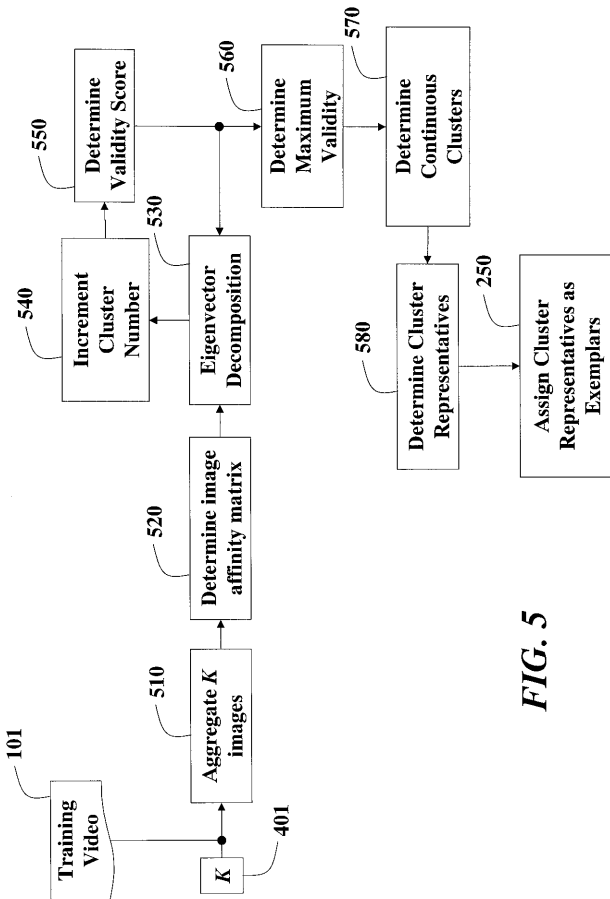


FIG. 5

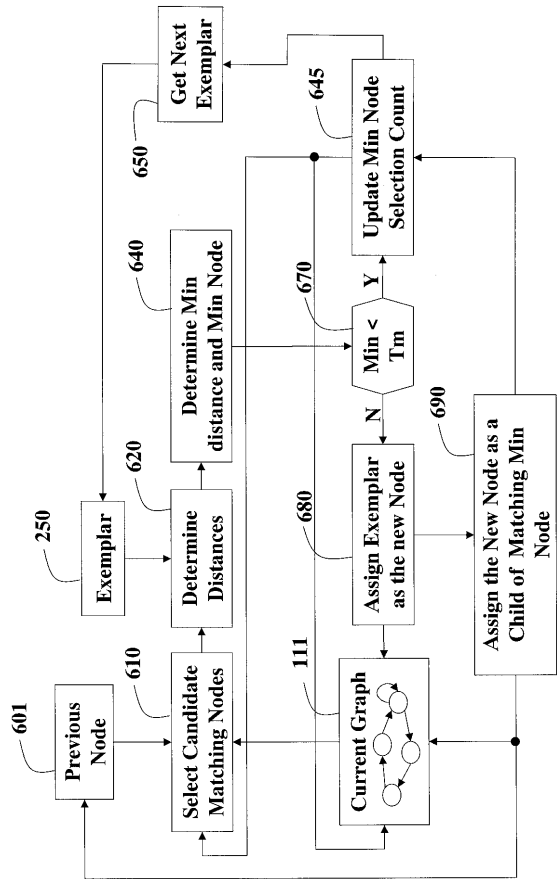


FIG. 6

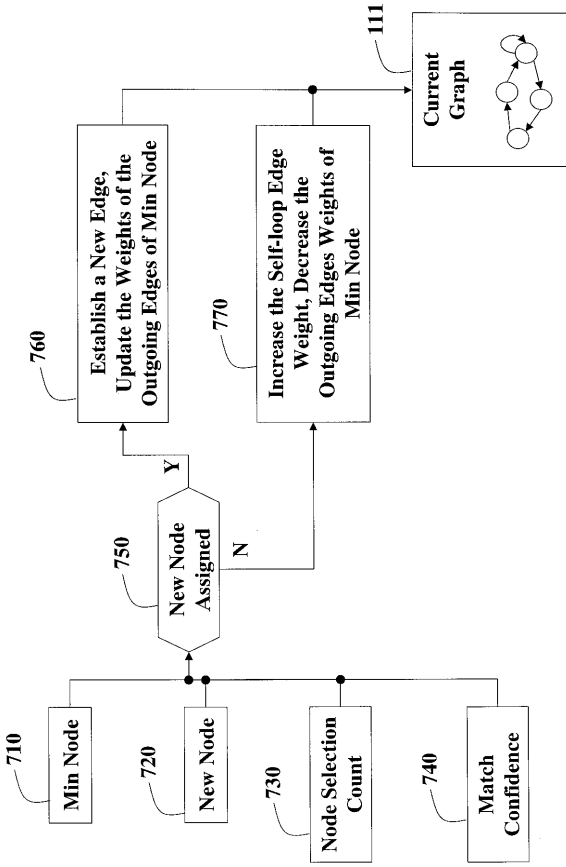


FIG. 7

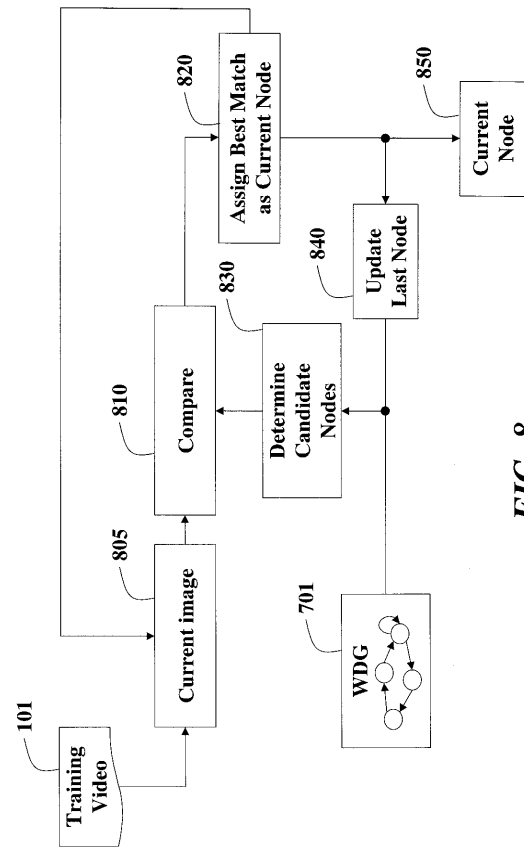


FIG. 8

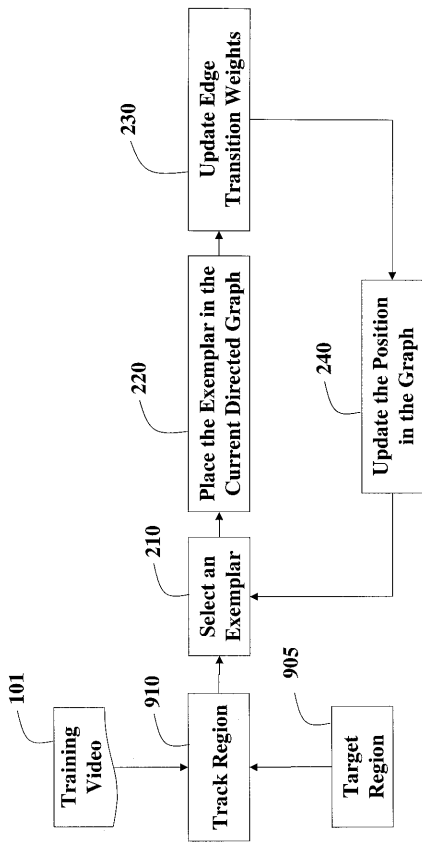


FIG. 9

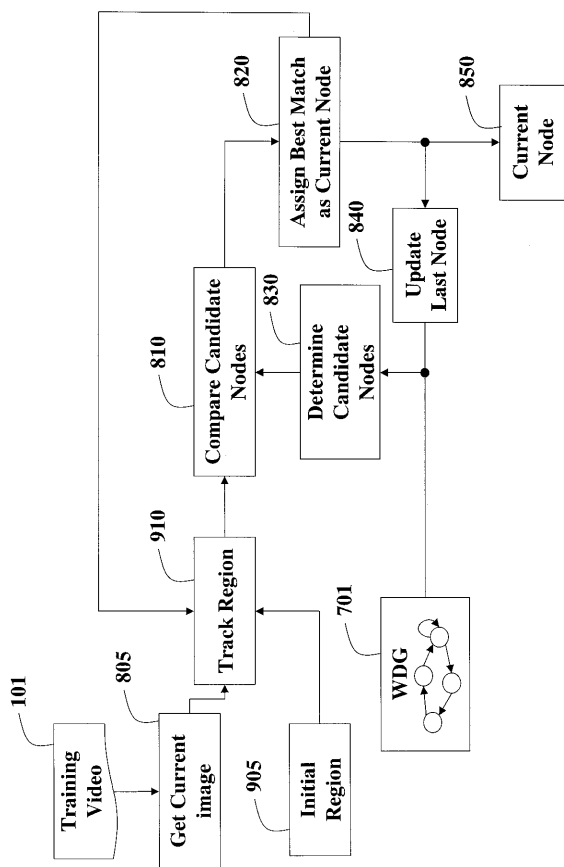


FIG. 10

专利名称(译)	用于跟踪软组织肿块的系统和由计算机实现的方法		
公开(公告)号	JP2009247907A	公开(公告)日	2009-10-29
申请号	JP2009091750	申请日	2009-04-06
[标]申请(专利权)人(译)	三菱电机株式会社		
申请(专利权)人(译)	三菱电机研究实验室, 公司		
[标]发明人	ファティーエムポリクリクアンユアン		
发明人	ファティーエム・ポリクリクアン・ユアン		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G09B23/286 G09B5/00		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE01 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/FF15 4C601/JC05 4C601/JC09 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK07 4C601/KK20		
代理人(译)	英年古河 Kajinami秩序 上田俊一		
优先权	12/098522 2008-04-07 US		
其他公开文献	JP5317805B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：理想地测量肿瘤和器官的位置和形状的变化，以便可以适当地控制辐射束。ŽSOLUTION：在超声检查获得的训练视频中跟踪对应于软组织肿块的感兴趣区域（ROI）。ROI的位置用于构建有向图，其中每个节点表示被跟踪的ROI的位置，并且边表示ROI的时间位置。还可以使用图表跟踪软组织质量。Ž

